
베이스라인 제거를 위한 디지털 신호처리 시스템 구현

윤승구* · 박형재* · 박종억* · 배의환* · 김영길*

An Implementation Of Digital Signal Processing System
For The Baseline Elimination

Seung-gu Yoon* · Hyung-jae Park* · Jong-euk Park* · Eui-hawn Bae* · Young-kil Kim*

요 약

심전도는 파형의 크기가 수 mV 정도로 아주 작은 생체신호로서, 측정할 때 발생하는 잡음으로 인하여 해석하는데 어려움을 준다[1]. 깨끗한 파형을 얻기 위해서는 심전도 신호에 포함되어 있는 전원 잡음, 기저선 변동, 근 잡음을 제거해야 된다. 심전계에서 심전도 신호를 기록하는데 있어서 가장 큰 문제를 야기하는 부분이 기저선 변동인데 전극을 부착한 부위의 근육수축과 호흡의 리듬에 따라서 발생하게 된다. 그러한 기저선은 상하로 심하게 불규칙한 변동을 하면서 흔들리게 되어 심전도 신호를 진단하는데 어려움이 있으므로 기저선 변동을 제거하는 부분이 매우 중요하다. 본 연구에서는 실시간으로 신호처리 할 수 있는 디지털 필터를 구현함으로써 기저선 변동을 제거하는 시스템을 설계하여 환자의 심장질환을 분석하는데 응용할 수 있도록 하였다.

ABSTRACT

As size of waveform is very small, ECG(electrocardiogram) signal is difficult to analyze for noise which is occurred when it measures. In order to obtain ECG clearly, it must eliminate that power line interference, baseline wandering, noise of muscle constriction. In ECG, the worst problem which is recorded signal of ECG is the baseline wandering elimination, which is occurred by rhythm of respiration and muscle constriction of part from attaching to an electrode. Such the baseline is roughly irregular wandering and shaking up and down therefore the part of the baseline wandering elimination is very important because it is difficulty of ECG diagnosis. In this study, as implementation of real-time signal processing digital filter it is applicable to analyze patient's heart disease by way of design of the baseline wandering elimination system.

키워드

ECG, baseline wandering elimination, real-time signal processing

1. 서론

심전계는 심장의 전기신호를 기록, 표시하는 장치인데 파형의 크기가 수 mV정도로 아주 작은 심전도 신호를 분석하는데 쓰인다. 심전도의 생체 신호처리는 인간으로부터 발생하는 미세한 신호를 효과적으로 분석하는데 있다. 그러나, 측정할 때 발생하는 여러 가지 종류의 잡음성분들로 인하여 분석하는데 어려움을 준다. 심전도 기록장치(holter recorder)는 휴대하면서 심전도 데이터를 기록하는데 호흡이나 환자의 움직임으로 인하여 기저선 변동이 발생하게 된다[2]. 기저선 변동은 대부분이 1Hz미만의 저주파 성분인데 심전도 신호에 있어서 이러한 기저선 변동을 예측하기가 힘들며, 적절한 제거 없이는 정확하게 진단 및 분석 결과를 기대하기가 어렵다.

기저선 변동을 제거하기 위한 필터로는 FIR 필터(Finite Impulse Response Filter), IIR 필터(Infinite Impulse Response Filter), 적응필터(Adaptive filter)가 일반적으로 사용되고 있다[3]. FIR 필터나 IIR 필터는 차단 주파수 대역 내에서는 잡음제거 특성이 좋고 신호왜곡도 적지만 차단 주파수 대역을 넘는 기저선 변동은 제거할 수 없다. 적응필터는 신호 조건의 변화에 따라 적응적으로 대처할 수 있으며, 고정된 주파수에 상관없이 잡음제거가 가능하지만 수렴계수에 따라 신호의 왜곡이 심해진다[4].

본 논문에서는 기저선 변동을 제거하기 위해서 Matlab을 이용하여 필터를 설계, 분석, 시뮬레이션 하였으며, 심전도 신호에 실시간성을 부여한 디지털 필터를 하드웨어로 구현하여 저주파 성분을 제거하였다.

II. 본론

1. 시스템 구조

기저선 변동이 전혀 없는 심전도 신호를 보면, 심전도 파형이 수평인 부분을 볼 수 있다. 예를 들면 T파의 끝점에서 P파의 시작점, 또는 P파의 끝점에서 Q파의 시작점 사이에는 심전도 신호가 수평선으로 나타난다. 심전도 신호에 기저선이 섞이게 되면 이런 부분은 수평이 아니라 기울기를 갖는 형태가 된다. 이런 신호

의 형태에 심전도 신호에 기저선의 존재 여부를 판단할 수 있게 된다. 그러나 단순히 그런 한 부분만을 가지고 기저선이 어느 방향으로 흔들리는지는 정확히 알 수 없기 때문에 좀 더 긴 시간에 대해서 그런 부분을 여러 개 얻게 되면 기저선의 윤곽을 알 수 있다. 그림 1은 기저선 변동이 없는 심전도 신호를 보여준다.



그림 1. 기저선 변동이 없는 심전도 신호
Fig. 1. ECG signal free from baseline wandering

그림 2는 기저선 변동제거를 위한 전체적인 시스템을 보여주고 있다.

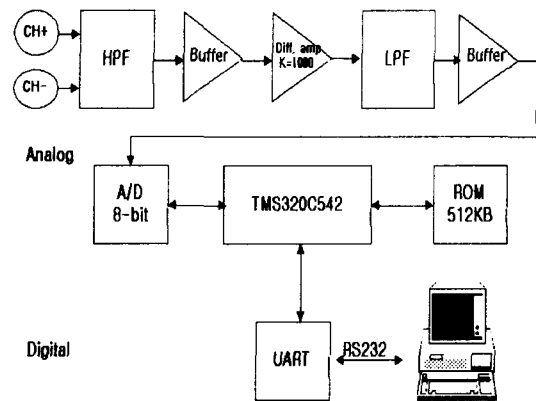


그림 2. 구현된 시스템 구성도
Fig. 2. Implemented system block-diagram

심전도 신호는 0.05-100Hz에서 분포하는 수 mV이하의 미소한 전압을 갖기 때문에 증폭 단에서 공통 모드 제거 비(Common Mode Rejection Ratio)가 큰 차동 증폭기를 사용하여 1000배 증폭하였다. 환자에 전극 부착시 입력되는 신호의 기저선 변동을 안정화하기 위해서 대역통과필터(Band Pass Filter)를 사용하였다. 또한 공통모드전압을 줄이기 위해 오른다리 구동회로

를 사용하여 잡음간섭을 줄이면서 환자를 효과적으로 접지 시켰으며[5], 다른 의료기기에 의해 과전류가 심전계로 유입되는 것을 방지하기 위해 저항과 다이오드를 사용하여 보호회로를 구성하였다.

입력된 심전도 신호는 증폭 과정을 거쳐 ADC (Analog Digital Converter)로 들어가고 ADC는 128Hz로 샘플링(sampling)한다. 샘플된 데이터는 DSP(Digital Signal Processor)에서 전력선 잡음 제거, 기저선 변동 제거 등의 신호처리를 거치고 시리얼로 전송하여 PC 상에서 디스플레이 한다.

2. 디지털 필터 설계

60Hz 주파수 성분을 갖는 전원 노이즈는 피부와 전극사이의 임피던스 불균형에 의해서 발생하며, 심전도 기록에 전력선이 영향을 주게 된다. 60Hz 성분만을 통과하지 못하는 협대역 제거필터(Notch filter)를 구현하여 전원잡음을 제거하면 된다[6]. 심전도 신호에서 기저선(baseline)을 제거하기 위하여 FIR 필터, IIR 필터, 적응 필터를 이용하였으며, 이러한 디지털필터를 설계하는 데에는 다음과 같은 단계가 포함이 된다. 필터에 대한 스펙을 설정한 다음에 적당한 필터계수를 계산하여서 필터구조를 설계, 분석하여 하드웨어로 실제적인 필터를 구현한다.

2.1 FIR 필터 설계

선형 위상 FIR 필터(Linear phase FIR filter)는 중앙tap을 기준으로 대칭의 임펄스 응답 구조를 갖는 선형위상반응 때문에 디지털 신호처리 응용분야에서 폭넓게 사용되어지고 있다. 기저선이 1Hz미만의 저주파 성분을 갖는 신호이므로 고역통과필터(High Pass Filter)인 FIR 필터를 설계하였다. 그림 3은 Matlab을 이용하여 필터의 스펙을 설계하는 과정을 보여주고 있다. 필터의 계수를 구하는 방법에는 창 방법(Window method), 주파수샘플링 방법(Frequency sampling method) 등 여러 가지가 있는데, 주로 가장 많이 사용하는 window method을 이용하였다. 샘플링 주파수(sampling frequency)는 128Hz, 차단 주파수(cutoff frequency)는 10Hz, 필터의 형태는 고역통과필터(HPF), 필터의 차수는 17차로 필터의 스펙을 설정한다. Window method에 대한 필터 알고리즘으로는 Rectangular, Hanning, Hamming, Blackman, Kaiser

등이 있는데 가장 광범위하게 사용되어지면서, 필터의 리플(ripple)현상을 줄이는 Kaiser 알고리즘을 선택하였다.

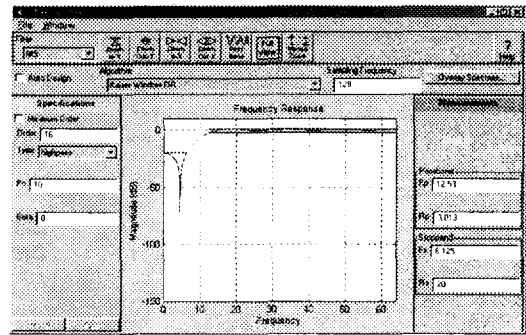


그림 3. FIR 필터 설계
Fig. 3. FIR filter specification

필터의 형태에 따라 특성이 변하는데 기저선이 저주파의 영역을 갖는 신호이므로, 신호의 왜곡이 발생하지 않은 범위 내에서 샘플링 하여 필터를 설계하였다. 입력 $x[n]$ 과 출력 $y[n]$ 의 관계를 나타내는 미분 방정식과 전달함수는 다음과 같이 식(1), 식(2)에서 표현되며, 이러한 시스템에 적용되는 선형 위상 FIR 필터 블록 다이어그램은 그림4에 나타내고 있다[7].

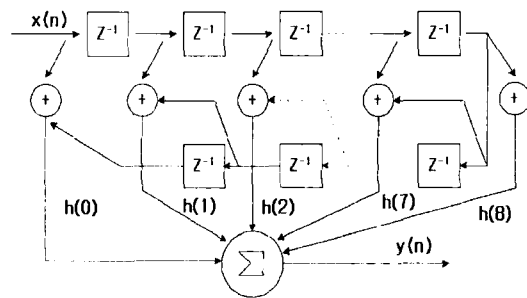


그림 4. 선형 위상 FIR 필터 구조
Fig. 4. Linear phase FIR filter structure

$$H(z) = \sum_{n=0}^{(N-1)/2-1} h(n) [Z^{-n} + Z^{-(N-1-n)}] + h\left(\frac{N-1}{2}\right) Z^{-(N-1)/2} \quad N: \text{odd} \quad (1)$$

$$y(n) = \sum_{k=0}^{(N-1)/2-1} h(k)\{x(n-k) + x[n-(N-(k+1))]\} + h[(N-1)/2]x[n-(N-1)/2] \quad (2)$$

N=17: filter length, n : tap $0 \leq n \leq N-1$
 h(k) : filter coefficient

필터 구현에 있어서 계산상의 복잡성을 줄이기 위하여, 선형 위상 FIR 필터에 대한 충격반응계수를 구하는데 있어서 대칭성을 이용한다. 선형 위상 FIR 필터에서, 계수는 $h(n) = \pm h(N-n-1)$ 과 같이 대칭이다. 따라서 필터의 미분 방정식은 곱셈과 덧셈의 수적인 면에서 계산상으로 상당히 줄일 수 있다.

그림 5는 FIR 필터에 대한 Matlab을 이용하여 시뮬레이션을 보여주고 있다.

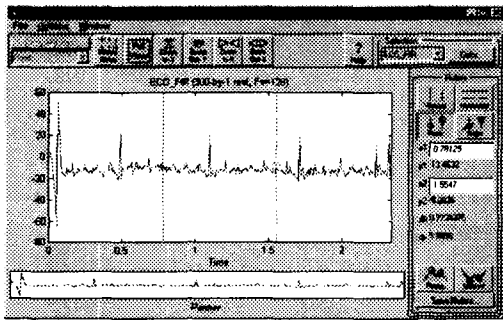


그림 5. FIR 필터 모의실험
 Fig. 5. FIR filter simulation

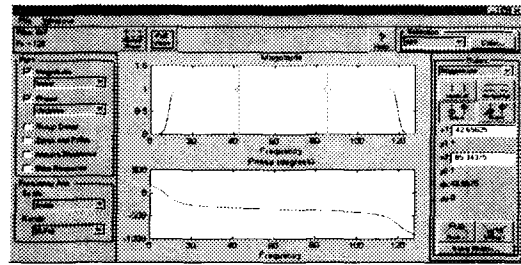
2.2 IIR 필터 설계

IIR 필터는 식(3)에서처럼 전달함수에서 극점(pole), 영점(zero)을 갖는다. 필터의 출력값이 입력에 의존하며, FIR 필터에 비해서 계산이 덜 필요로 한다. 그러나, IIR 필터는 안정성에 문제를 가지고 있으며, 계수값이 다른 필터에 비해 매우 민감한 특성을 보인다.

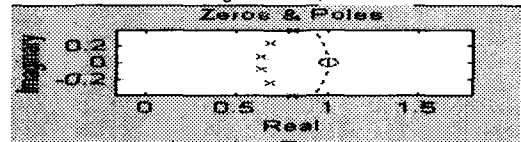
$$H(z) = \left(\sum_{k=0}^N akz^{-k} \right) / \left(1 + \sum_{k=1}^M bkz^{-k} \right) \quad (3)$$

IIR 필터를 설계하는 데에는 고전적인 아날로그 필터 방법을 이용하는데, 버터워스 필터(Butterworth filter), 체비셰프 필터(Chebyshev filter), 타원 필터(elliptic filter) 등이 있다. 본 논문에서는 통과대역(passband)과 저지대역(stopband)에서 리플이 발생하

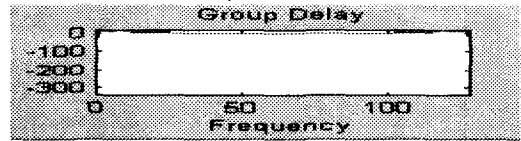
지 않으면서 평탄한 특성을 갖는 버터워스 필터를 설계하였다. 샘플링 주파수는 128Hz, 차단 주파수는 10Hz, 필터의 형태는 고역통과필터(HPF), 필터의 차수는 7차로 필터의 스펙을 설정한다. 그림 6에서는 주파수영역에서 크기와 위상, 극점과 영점의 위치 및 군 지연과 충격반응의 특성을 보여준다.



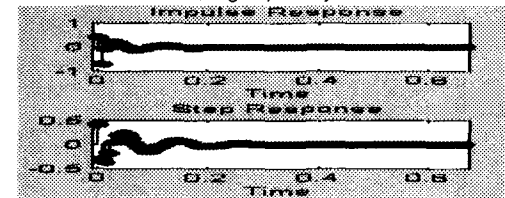
(a) magnitude & phase



(b) pole & zero



(c) group delay



(d) impulse response

그림 6. IIR 필터 주파수 특성
 Fig. 6. IIR filter frequency characteristic

극점과 영점의 배치에 따라 필터의 특성이 변하므로, 필터의 계수를 얻는데 있어서 중요한 요소가 된다. IIR 필터를 구성하는 방법에는 직접형(direct form), 병렬형(parallel form), 종속형(cascade form)등 여러 가지 경우가 있다. 보편적으로 시스템에 적용되는 직접형 구성방법의 블록다이어그램을 그림 7에서 보여 주며, 전달함수와 미분방정식이 식(4), 식(5)에서 표현

된다[7][8]. 식(4), 식(5)에 의해서 표현된 직접형 구조는 $N=M$ 일 때 필터 설계가 간단해진다. 그림 7에서 사용되어진 IIR 필터의 계수는 전달함수에서 사용되어진 계수와 같으며, 분모계수(b_k)에 대해서는 부호가 바뀐다. 직접형 구조는 필터의 차수가 높아지면 유한한 워드길이(wordlength)에 매우 민감한 특성을 가지게 된다. 그래서 2차나 1차 블록으로 분할하여 병렬형 구조나 중속형 구조로 연결하여 필터를 설계하기도 한다.

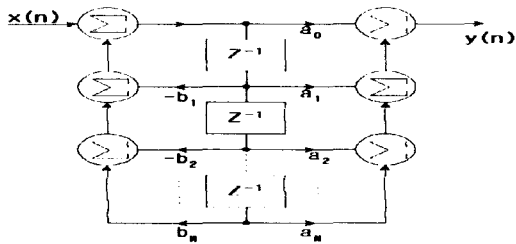
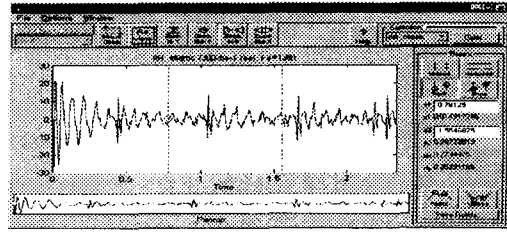


그림 7. IIR 필터의 직접형 구조
Fig. 7. A direct form realization of IIR filter

$$H(z) = \sum_{k=0}^N a_k z^{-k} / (1 + \sum_{k=1}^M b_k z^{-k}) \quad M \geq N \quad (4)$$

$$y(n) = \sum_{k=0}^{N-1} a_k x(n-k) - \sum_{k=1}^M b_k y(n-k) \quad (5)$$

그림 8은 IIR 필터에 대한 Matlab을 이용하여 시뮬레이션을 보여주고 있다.



(c) elliptic filter
그림 8. IIR 필터 모의실험
Fig. 8. IIR filter simulation

2.3 적응 필터 설계

자기 적응(self-adjusting)특성을 가진 적응필터는 자동적으로 입력신호에서 신호를 변화시키며 적응해나가는 디지털 필터이다. 주로 신호처리 분야에서 많이 응용되고 있으며, 가장 폭넓게 사용되는 알고리즘은 LMS(least mean square), RLS(recursive least squares)이다. FIR 필터, IIR 필터 둘 다 적응필터로서 사용되고 있지만, 안정성 문제 및 극점과 영점의 최적점(optimum point)선정 문제로 인하여 주로 모든 실제 응용 분야에서 FIR 필터가 사용되어진다.

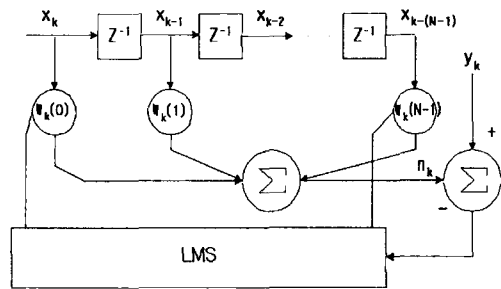
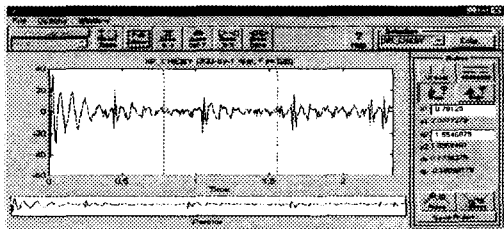
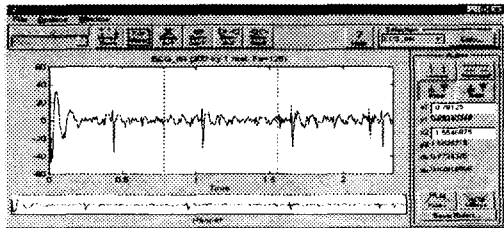


그림 9. 적응 FIR 필터구조
Fig. 9. Adaptive FIR filter structure

그림 9에서는 LMS 알고리즘을 이용하여 적응 FIR 필터를 구현한 블록다이어그램을 보여준다[7]. 그림 9에서 보여주는 블록다이어그램은 입력 데이터에 대한 응답으로 출력을 내보내는 FIR 디지털 필터링 과정과 LMS 알고리즘에 사용되는 조정 가능한 파라미터들을 적응 제어하는 적응 과정으로 구성된다. LMS알고리즘은 해당신호의 특성이 시간에 따라 변화할 때 필터의 가중치(weights)를 조절할 수 있는 알고리즘이다. LMS 알고리즘에서 디지털 필터의 입출력 관계는 다



(a) butterworth filter



(b) chebyshev filter

음과 같이 식(6), 식(7)에서 표현된다.

$$n_k = \sum_{i=0}^{N-1} W_k(i)X_{k-i} \quad (6)$$

$$W(z) = \sum_{n=0}^{N-1} w(n)Z^{-n} \quad (7)$$

LMS 알고리즘에 대한 계산상의 절차는 다음과 같이 요약이 된다. 입력데이터를 받아들여서 초기의 필터계수 값으로 필터링 한 후에 출력된 필터값과 원하는 필터값의 에러를 추정하여 다음 필터의 가중치를 갱신하는 과정을 반복하면 된다. 그림 10에서는 LMS 적응필터의 순서도를 보여준다[7][9]. LMS 적응필터의 흐름이 간단하며 구현이 쉬어서 많은 실시간을 이용한 신호처리 시스템에 먼저 선택되어지는 알고리즘이다.

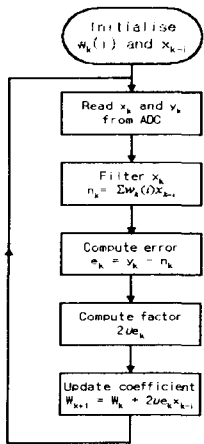


그림 10 적응 필터 순서도
Fig. 10. Flowchart of LMS adaptive filter

3. 실험 및 결과

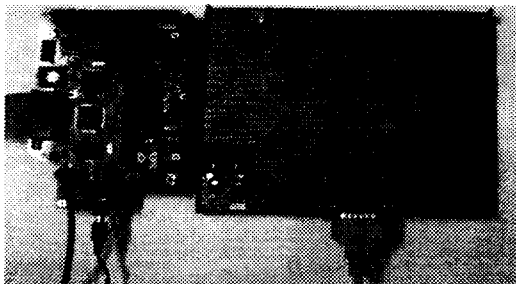


그림 11. 구현된 시스템
Fig. 11. Implementation system

그림 11은 기저선을 제거하기 위해 실험적으로 구현한 시스템이다. 인체에서 발생한 미세한 생체신호를 증폭하고 디지털로 변환하는 아날로그 부분과 수신된 데이터를 신호 처리하여 전송하는 디지털 부분으로 나누어진다. 전극을 통해서 입력된 신호는 차동 증폭기에서 증폭과정을 거치면, 심전도 파형을 얻어낸다.

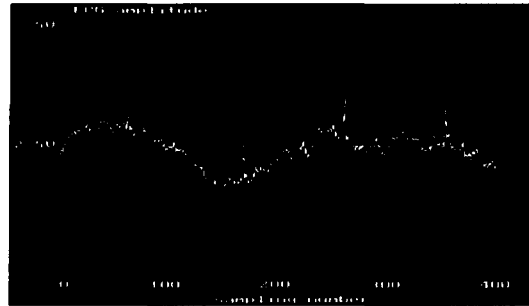


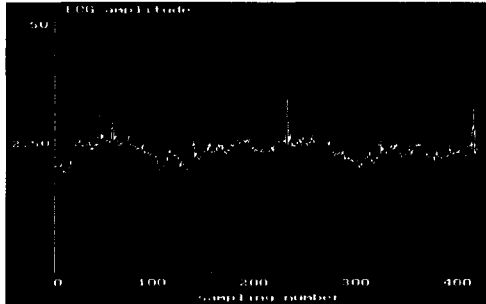
그림 12. 심전도 입력신호
Fig. 12. Input signal of ECG

그림 12는 PC화면에서 디스플레이 된 신호의 입력 파형을 보여준다. 그림 11에서 나타낸 심전도 신호에는 여러 종류의 잡음 성분이 존재한다. 전원 잡음, 기저선 변동잡음, 근 잡음성분이 심전도 신호에 포함되어 있다. 이러한 심전도 신호를 디지털 데이터로 변환시키기 위해서 ADC0848(8bit, National)을 사용하여 128Hz로 샘플링 하였다. 변환된 데이터는 잡음을 제거하기 위하여 필터링을 수행하게 된다.

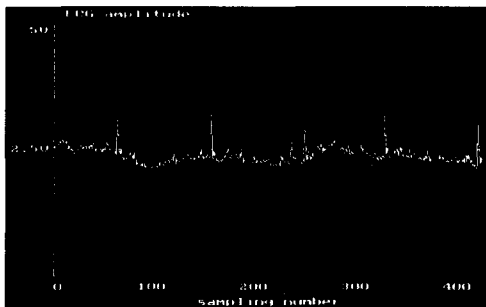
실시간으로 신호처리하기 위해서 DSP로는 16bit 고정소수점 연산방식을 사용하는 TI사의 TMS320C542(40MIPS)를 선정하였다. DSP의 내부타이머에 의해서, ADC에서 받아들인 데이터를 가지고 디지털 필터를 설계하여 잡음을 제거하였다.

신호처리 된 데이터(data)는 UART(Universal Asynchronous Receiver/Transmitter)와 RS-232를 통하여 시리얼로 전송되어 PC화면에서 디스플레이 된다. UART로는 시리얼 전송 채널이 두 개인 National사의 PC16552D를 사용하였으며, 하나의 정지 비트(stop bit)와 8비트의 데이터 길이로 구성된 데이터를 2400bps(bit per second)로 전송하여 출력한 모습을 그림 13 에서 보여주고 있다. 본 연구에서 구현한 적응필터가 그림 12와 같은 심전도 입력신호를 받아들였을

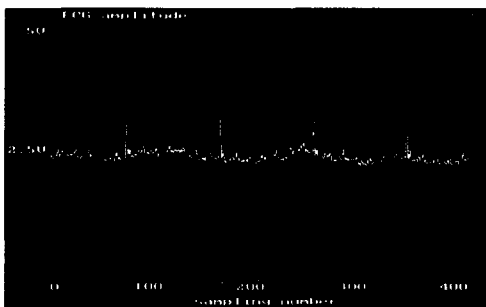
때, FIR이나 IIR 필터에 비해서 신호의 왜곡없이 기저선 변동을 효율적으로 제거하여 성능이 매우 우수함을 보여준다.



(a) FIR 필터



(b) IIR 필터



(c) 적응필터

그림 13. 디지털 필터 구현
Fig. 13. Digital filter implementation

III. 결 론

심전도 신호의 특성상 잡음 성분을 가지고 있기 때

문에 신호의 왜곡 없이 잡음을 제거할 수 있는 디지털 시스템 구현 및 분석적 방법을 제시하는 알고리즘에 중점을 두어서 연구를 하였다. 본 논문에서는 기저선 변동을 효율적으로 제거하기 위하여 FIR 필터, IIR 필터, 적응 필터를 구현하였으며 심전도 신호를 진단, 분석하는데 유용하게 쓰일 수 있다.

기저선 변동을 예측하기가 힘들어서 기저선을 제거하는데 다소 어려운 점이 발생한다. 기존의 연구에서는 전 시스템에서 신호처리가 미약하여 신호의 왜곡이 발생하면서 성능저하를 가져왔다. 본 연구에서는 환자의 호흡이나 움직임으로 인하여 발생하는 기저선 부분을 아날로그 단에서 안정화하면서 디지털 부분에서 신호 처리하여 성능 면에서 향상된 결과를 얻어낼 수 있었다.

앞으로는 실시간으로 구현이 가능하며 처리속도가 빠른 DSP를 선정하여 필터의 설계 및 연산 량을 줄이는 알고리즘 개발, 프로토콜 구현하는 시스템에 대한 연구를 계속하여 환자의 심전도를 분석하는데 도움이 될 수 있으면 좋겠다.

참 고 문 헌

- [1] 이재준, 송철규, 이세석, 이명호, "심전도 신호의 잡음 제거를 위한 적응 필터 설계", 대한 의용 생체 공학회 별책, 제13권, 제2호, pp. 107 - 113, 1992
- [2] 김남현외 10명, 개정증보 "의용 공학 입문", 신광출판사, pp. 155~162, 1999
- [3] W.J. Tompkins, Biomedical Digital Signal Processing, Prentice Hall, pp. 244~263, 1993
- [4] 박광리, 이경중, "ST 세그먼트 검출성능 향상을 위한 중속 적응필터의 설계", 연세대학교 전기공학과
- [5] John G. Webster 원저, 의공학 교육연구회 역편, "의용계측공학", 여문각, pp. 320-356
- [6] 권혁제, "심전도 자동 진단 장치 구현 및 온라인 신호 해석 알고리즘에 관한 연구", 연세대학교 박사학위논문, pp. 4~31, 1996
- [7] Emmanuel C. Ifeakor, Barrie W. Jervis, "Digital Signal Processing", ADDISON - WESLEY, pp. 278~373, 1996
- [8] 이문호, 염재훈, "C언어를 이용한 디지털 신호처리

및 필터설계”, 대영사, pp. 303-370
[9] Bernard Widrow, Samuel D.Stearns, "Adaptive signal processing", Prentice-Hall, pp. 98-116, 1985

저 자 소 개



윤승구(Seung-gu Yoon)
1999년 2월 아주대학교 전자공학과 공학사
2000년 3월 ~ 현재 아주대 전자과 석사과정 재학중
※관심분야 : 디지털 신호처리, 멀티미디어



박형재(Hyung-Jae Park)
2000년 2월 아주대학교 전자공학과 공학사
2000년 3월 ~ 현재 아주대 의용과 석사과정 재학중
※관심분야 : 시스템 분석, 디지털 신호처리



박종억(Jong-Euk Park)
1998년 2월 아주대학교 전자공학과 공학사
2000년 3월 ~ 현재 아주대 전자과 석사과정 재학중
※관심분야 : 디지털 신호처리, 임베디드 시스템

배의환(Eui-hawn Bae)
1997년 2월 아주대학교 전자공학과 공학사
2000년 3월 ~ 현재 아주대 전자과 석사과정 재학중
*관심분야 : 네트워크, 디지털 신호처리



김영길(Young-Kil Kim)
1978년 고려대학교 전자공학과 공학사
1980년 한국 과학원 산업전자공학과 공학석사
1984년 ENST(France) 공학박사
1978년 제12회 기술고시 통신직 : 체신부 정책국 전자통신 전담반 통신기과
1984년 9월 ~ 현재 아주대학교 교수
※관심분야 : 디지털 신호처리, 초음파 의료 장비, 의료용 통신장치 개발, 선박 전자 (소나, 수중 초음파 모뎀)